

**19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND**

DEUTSCHES
PATENTAMT

Offenlegungsschrift
DE 197 04 564 A 1

⑤ Int. Cl.⁶:
A 61 M 1/36
A 61 M 1/14

| | | |
|----|------------------|--------------|
| 21 | Aktenzeichen: | 197 04 564.2 |
| 22 | Anmeldetag: | 7. 2. 97 |
| 43 | Offenlegungstag: | 13. 8. 98 |

DE 197 04 564 A 1

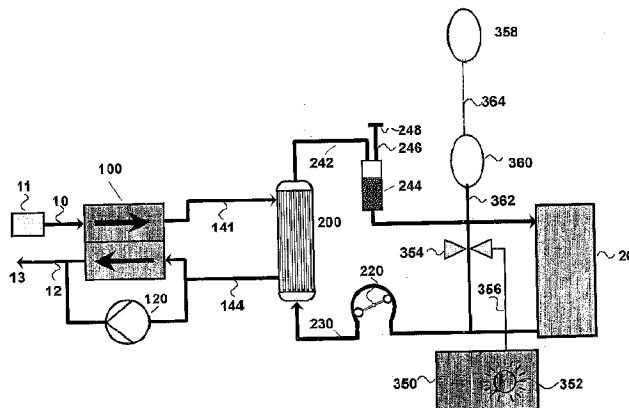
71) Anmelder:
Polaschegg, Hans-Dietrich, Dr., 61440 Oberursel,
DE

⑦2 Erfinder:
gleich Anmelder

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4) Vorrichtung zur periodischen Spülung des extrakorporalen Kreislaufs einer Blutbehandlungseinrichtung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Durchführung einer extrakorporalen Blutbehandlung (Hämodialyse) ohne Antikoagulationsmittel. Bei diesem Verfahren wird der extrakorporale Kreislauf periodisch mit einer physiologischen Elektrolytlösung gespült. Dazu wird ein Spülbeutel, der ein Fassungsvermögen aufweist, das dem für die periodische Spülung vorgesehenem entspricht, mit Hilfe einer durch eine Klemme verschließbaren Leitung mit dem extrakorporalen Schlauchsystem stromauf der Blutpumpe verbunden. Zur Spülung wird die Klemme geöffnet und der Inhalt des Spülbeutels wird durch die Blutpumpe vollständig abgesaugt und damit der extrakorporale Kreislauf gespült. Erfindungsgemäß erfolgt das Nachfüllen des Spülbeutels aus einer Spüllösungsquelle über eine Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand. Dieser ist so bemessen, daß einerseits der Spülbeutel im Intervall zwischen zwei Spülungen sicher aufgefüllt wird, andererseits der Fluß durch diese Leitung während der Spülung klein gegen den Blutfluß ist. In einer besonderen Ausführungsform ist die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand an die Substitutionsleitung einer Hämofiltrationseinrichtung angeschlossen. Es kann somit eine Hämodiafiltration oder Hämofiltration antikoagulationsfrei durchgeführt werden, ohne daß mehrere Pumpen zur Substitution eingesetzt werden. Das System kann an vorhandene Geräte ohne Eingriff in deren Steuerung angebaut werden.



DE 197 04 564 A 1

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur periodischen Spülung des extrakorporalen Kreislaufs einer Blutbehandlungseinrichtung für die Hämodialyse, Hämofiltration, Plasmafiltration oder Blutperfusion mit physiologischer Lösung. Die Vorrichtung besteht aus einem Behälter, der mit dem extrakorporalen Kreislauf stromauf der Blutpumpe einerseits und andererseits mit einer Quelle physiologischer Flüssigkeit verbunden. Erfindungsgemäß sind diese Verbindungen so gestaltet, daß sich bei Betriebsbedingungen in der Verbindung von der Quelle zum Behälter ein Fluß einstellt, der ein Bruchteil des Flusses vom Behälter zum extrakorporalen Kreislauf ausmacht.

Eine periodische Spülung des extrakorporalen Kreislaufs wird durchgeführt, um diesen ohne Antikoagulationsmittel betreiben zu können. Eine ausführliche Beschreibung des Standes der Technik und eines automatisierbaren Verfahrens zur Durchführung der antikoagulanzenfreien Dialyse befindet sich im DE Patent 42 40 681.

Im DE Patent 42 40 681 ist eine Dialysevorrichtung beschrieben. In den extrakorporalen Kreislauf stromauf der Blutpumpe mündet eine Leitung von einem, eine physiologische Lösung enthaltenden Vorratsbehälter, die durch eine Klemme oder eine peristaltische Pumpe verschlossen bzw. geöffnet werden kann. In periodischen Abständen, typisch etwa 20 Minuten, wird nun diese Klemme während der Blutbehandlung geöffnet bzw. die genannte peristaltische Pumpe in Betrieb genommen, um eine vorbestimmte Menge an physiologischer Lösung in den extrakorporalen Kreislauf zu fördern und damit den Kreislauf zu spülen. Die Steuerung der vorbestimmten Menge erfolgt entweder durch Berechnung der Öffnungszeit der erwähnten Klemme aus der Blutpumpenrate und der vorbestimmten Menge oder durch Steuerung der Rate und Einschaltdauer der erwähnten peristaltischen Pumpe. In einer weiteren Ausführungsform ist eine Einrichtung beschrieben bei der der erwähnte Vorratsbehälter mit einer Substituatpumpe periodisch mit einer vorbestimmten Lösungsmenge aufgefüllt und zur Spülung des extrakorporalen Kreislaufs vollständig entleert wird. Eine solche Anordnung wurde erfolgreich klinisch erprobt (Wamsiedler R, Polaschegg HD, Tattersall JE., Heparin-Free Dialysis with an On-Line Hemodiafiltration System. Artificial Organs 1993;17: 948-950).

In allen Fällen ist der Aufwand für die Durchführung immer noch relativ hoch. Insbesondere ist wenigstens eine gesteuerte Pumpe zur Förderung der vorbestimmten Menge entweder aus dem Vorratsbehälter in den extrakorporalen Kreislauf oder aus einer Quelle in den Vorratsbehälter erforderlich. Bei der Ausführungsform mit einer Klemme in der Leitung zwischen Vorratsbehälter und extrakorporalem Kreislauf ist zumindest eine Steuerleitung zwischen dem Dialysegerät und der Steuervorrichtung zur periodischen Spülung erforderlich, um über die Öffnungszeit der Klemme und die Blutpumpenrate die vorbestimmte Menge an Spülflüssigkeit steuern zu können.

Das bedeutet, daß zur Durchführung des Verfahrens vorhandene Dialysegeräte modifiziert werden müssen. Dies bedeutet erhöhten Aufwand, da der Eingriff in Dialysegeräte aus Sicherheitsgründen nur von speziell geschultem technischem Personal vorgenommen werden darf. Darüberhinaus bedeutet dies, daß alle Dialysegerät einer Dialysestation umgebaut werden müssen um eine antikoagulationsfreie Behandlung nach Bedarf, aber unabhängig vom Dialyseplatz durchführen zu können.

Die vorliegende Erfindung hat zur Aufgabe diese Nachteile zu beheben und die antikoagulationsfreie Blutbehandlung durch periodische Spülung automatisch, gleichwohl

ohne zusätzliche Pumpe und Eingriff in das Dialysegerät möglich zu machen.

Erfindungsgemäß wird dazu der Vorratsbehälter für die physiologische Lösung über eine Speiseleitung mit erhöhtem Strömungswiderstand mit der Quelle physiologischer Lösung verbunden. In dem relativ langen Intervall zwischen den Spülungen wird der Vorratsbehälter mit dem vorbestimmten Spülvolumen gefüllt. Die während des Spülvorgangs durch die Speiseleitung zugeführte Flüssigkeitsmenge kann vernachlässigt werden. Der erhöhte Widerstand der Speiseleitung kann durch Wahl eines geeigneten Querschnitts, durch eine Drossel oder vorteilhaft durch einen Sterilfilter erzeugt werden.

Der Erfindung wird nun an Hand der **Abb.** näher beschrieben. In **Fig. 1** ist ein Hämodialysegerät mit Flüssigkeitsbilanziersystem, wie es in der genannten DE 42 40 681 beschrieben ist, schematisch dargestellt. Es ist **11** eine Dialysierflüssigkeitsquelle, die über die Leitung **10** mit dem Bilanziersystem **100** verbunden ist. Dieses Bilanziersystem sorgt dafür, daß der Zufluß an frischer und der Abfluß an verbrauchter Dialysierflüssigkeit gleich groß ist. Der vorgebbare Entzug von Flüssigkeit aus dem Patienten erfolgt dann in bekannter Weise durch die Ultrafiltratpumpe **120**, die von einer nicht dargestellten Steuereinheit gesteuert wird. Durch die Wirkung der Ultrafiltratpumpe **120** entsteht im Bereich Bilanziersystem **100** - Dialysator **200** ein Unterdruck. Druckausgleich über die Membran des Dialysators **200** bewirkt den Entzug der durch Pumpe **120** geforderten Flüssigkeit aus dem Blut des Patienten **20**. Das Bilanziersystem **100** ist über die Leitungen **141** und **144** mit dem Dialysator verbunden. In diese Leitungen können Sensoren, Ventile, weitere Pumpen und Luftabscheider eingebaut sein, die jedoch für die Erfindung nicht wesentlich und daher nicht dargestellt sind.

Der Dialysator **200** ist in bekannter Weise durch eine semipermeable Membran in ein Blut- und ein Dialysatteil getrennt. Blut gelangt vom Patienten **20** über ein arterielles Schlauchsystem **230** in das eine Blutpumpe **220** eingefügt ist zum Dialysator **200** und von dort über ein venöses Schlauchsystem **242**, in das eine Tropfkammer **244** eingebaut ist zurück zum Patienten. An Stelle der Tropfkammer **244** kann auch ein Beutel oder eine Zuspritzstelle oder ein T-Stück vorgesehen sein. Die Tropfkammer **244** ist mit einer Leitung **246** mit einem Konnektor **248**, der üblicherweise als Luer-Lock Konnektor ausgeführt ist, verbunden. In das arterielle Schlauchsystem **230** mündet stromauf der Blutpumpe **220** eine Spüleleitung **362**, die am anderen Ende mit einem Spülbeutel **360** verbunden ist und die durch ein, vorteilhafterweise als Klemme ausgeführtes, Spülventil verschließbar ist. Der Spülbeutel ist seinerseits über eine Leitung **364** mit erfindungsgemäß erhöhtem Strömungswiderstand mit einem Substituatvorratsbeutel **358** verbunden. Das Spülventil **354** ist über eine elektrische Leitung **356** mit einem Steuergerät **350** verbunden, das mit Hilfe der Eingabevorrichtung **352** programmierbar ist und das das Spülventil in einstellbaren Zeitintervallen öffnet und schließt. Der Spülbeutel **360** ist so ausgeführt, daß er gerade die für eine Spülung vorgesehene Menge an Volumen faßt. Alternativ kann ein Spülbeutel größeren Volumens in einer Halterung mit einstellbarem Volumen vorgesehen werden. Im einfachsten Fall besteht eine solche Halterung aus zwei Platten, deren gegenseitiger Abstand einstellbar ist. Der Spülbeutel befindet sich dann zwischen den Platten. Der Substituatvorratsbeutel **358** ist so bemessen, daß er wenigstens die gesamte, für eine Behandlung zur Spülung benötigte Menge faßt. Er ist vorteilhafterweise gegenüber dem Spülbeutel erhöht angeordnet, so daß Flüssigkeit unter Einfluß der Schwerkraft vom Substituatvorratsbeutel **358** in den Spül-

beutel **360** fließen kann. Alternativ oder zusätzlich kann der Substituatvorratsbeutel auch durch eine Vorrichtung unter Druck gesetzt werden. Solche Druckmanschetten sind in der Klinik weit verbreitet. Die Verbindungsleitung **364** zwischen dem Substituatvorratsbeutel **358** und dem Spülbeutel **360** weist erfindungsgemäß einen erhöhten Strömungswiderstand auf, der so bemessen ist, daß beim vorgesehenen Druckunterschied bzw. der vorgesehenen Höhendifferenz zwischen dem Substituatbeutel **358** und dem Spülbeutel **360** der Spülbeutel in einer Zeit, die unterhalb der kürzesten am Steuergerät einstellbaren Spülzeit von typisch 15–20 Minuten liegt, gerade gefüllt werden kann. Der Strömungswiderstand kann z. B. mittels einer Kapillare, einer Klemme oder eines Filters hergestellt werden. Die Einrichtung entsprechend **Fig. 1** wird wie folgt betrieben. Der Substituatvorratsbeutel, bei dem es sich um einen Beutel mit physiologischer Kochsalzlösung oder um einen Beutel mit Substitutionslösung für die Hämodilution oder um einen Beutel mit Bicarbonatlösung handeln kann und der wenigstens die, für die gesamte Behandlung erforderliche Menge an Spüllösung enthält, wird mit der Leitung **364**, die andererseits mit dem Spülbeutel **360** verbunden ist, verbunden. Das System aus Substituatvorratsbeutel **358**, Fülleitung **364**, Spülbeutel **360** und Spülleitung **362** wird nun entlüftet. Dazu hängt man vorteilhafterweise das System so auf, daß die Spülleitung **362** nach oben weist und füllt es indem man den Substituatvorratsbeutel belastet oder unter Druck setzt. Ist das System luftfrei und ist die Spülleitung **362** gefüllt, so wird diese mit Hilfe einer Klemme manuell verschlossen. Danach wird das System am vorgesehenen Platz, üblicherweise am Infusionsständer des Dialysegeräts angebracht und die Spülleitung in die elektrisch gesteuerte Klemme **354** (Spülventil) eingelegt und mit dem arteriellen Blutschlauchsystem **230** stromauf der Blutpumpe **220** verbunden. Die Ultrafiltrationssteuerung des Hämodialysegeräts (nicht dargestellt) wird nun auf eine Ultrafiltrationsmenge eingestellt, die dem vorgesehenen Flüssigkeitsentzug + der Substituatmenge im Vorratsbeutel **358** entspricht. Am Steuergerät **350** wird mit Hilfe der Eingabevorrichtung **352** das vorgesehene Spülintervall von typisch 15–60 Minuten eingestellt. Die Öffnungszeit des Ventils wird entweder ebenfalls mit Hilfe dieser oder einer weiteren Eingabevorrichtung eingestellt, kann auch aber fest vorgegeben sein. Die Öffnungszeit ergibt sich aus dem Spülvolumen von typisch 200 ml und dem Blutfluß von typisch > 200 ml/min. Die Öffnungszeit wird typisch auf 1 min eingestellt.

Nach Ablauf des mit der Eingabevorrichtung **352** eingestellten Öffnungsintervalls wird das Ventil **354** durch die Steuereinrichtung **350** geöffnet und aus dem mittlerweile gefüllten Spülbeutel gelangt Spüllösung in die arterielle Leitung. Da der Strömungswiderstand der Spülleitung **362** wesentlich geringer ist, als der Strömungswiderstand des nicht dargestellten Blutanschlusses (Kanüle) der das arterielle Schlauchsystem mit dem Patienten verbindet, pumpt die Blutpumpe überwiegend Spüllösung solange das Ventil **354** geöffnet ist und sich noch Lösung im Spülbeutel **360** befindet. Die Öffnungszeit des Ventils **354** ist so bemessen, daß der Spülbeutel auf jeden Fall entleert wird. Sobald der Spülbeutel leer ist, sinkt der Druck stromauf der Blutpumpe **220** und es wird wieder überwiegend Blut gepumpt. In diesem Zustand wird nur die Menge an Substitutionslösung gepumpt, die durch die Leitung **364** mit erhöhtem Strömungswiderstand fließen kann. Dabei handelt es sich um typisch 10% des Blutflusses, was wegen des kurzen Zeitintervalls zwischen Ende der Spülung und Schließen des Ventils **354** von typisch weniger als 1 min vernachlässigbar ist. Dieser Vorgang, wird durch die Steuerung **350** kontrolliert, periodisch bis zum Behandlungsende, wiederholt.

Fig. 2 zeigt eine Ausführungsform der Erfindung, bei der die Substitutions- bzw. Spüllösung durch Filtration aus Dialysat hergestellt wird. Eine ähnliche Anordnung für die on-line Hämodiafiltration ist in der DE Patentschrift 3444671 (Polaschegg HD, Mathieu B, inventors. Fresenius AG, assignee. Hämodiafiltrationsgerät. DE patent 34 44 671. 11/3/88, bzw. US-patent 4 702 829) beschrieben. Eine Anordnung für die Antikoagulationsfreie Dialyse ist in der bereits erwähnten DE 42 40 681 beschrieben.

Substituat für die on-line Hämodiafiltration wird durch die Substituatpumpe **340**, die in die Verbindungsleitung **342**, die von der Leitung **141** für frisches Dialysat zum Substituatfilter **306** führt, eingefügt ist, gewonnen. Frisches Dialysat gelangt über die Membran des Substituatfilters, der in bekannter Weise als Steril- und Pyrogenfilter ausgeführt ist und über die Substituatleitung **330** zum Konnektor **248**, der über die Leitung **246** mit der Tropfkammer **244** verbunden ist. In die Leitung **330** kann ein Rückschlagventil **336** eingefügt sein.

Erfindungsgemäß ist der Spülbeutel **360** mit einer Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand **364** mit der Substituatleitung **330** verbunden. Im übrigen wurden gleiche Bezugszeichen wie in **Fig. 1** gewählt.

Die Anordnung nach **Fig. 2** funktioniert analog zur Anordnung nach **Fig. 1** mit folgender Abweichung: Zunächst erfolgt die Füllung des Systems Leitung **364**-Spülbeutel **360**-Spülleitung **362** nachdem das System an die nicht speziell dargestellte Abzweigung der Substituatleitung **330** angeschlossen wurde. Da bei der on-line Substituatvorbereitung die entnommene frische Dialysierflüssigkeit durch Ultrafiltrat ersetzt wird, bedarf es keiner Neuberechnung der Einstellung der Ultrafiltrationskontrollsteuerung. Das heißt, daß die Ultrafiltratpumpe **120** während des Dialysevorganges nur die, dem Patienten zu entziehende Flüssigkeitsmenge, nicht aber zusätzlich noch die Substituatmenge fördert. Die Spülsteuerung **350** wird wie bereits geschildert eingestellt. Im Intervall zwischen zwei Spülvorgängen gelangt Substituat aus der Leitung **330** einerseits über das Rückschlagventil **336** in die Tropfkammer **244** des extrakorporalen Kreislaufs. In dieser Tropfkammer herrscht der venöse Rücklaufdruck, der durch den Blutfluß im extrakorporalen Kreislauf, den Strömungswiderstand des nicht dargestellten venösen Blutzugangs (venöse Kanüle) und durch die Viskosität des Blutes bestimmt ist. Dieser Druck beträgt typisch 100–200 mmHg und ist die treibende Kraft, die Flüssigkeit durch die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand **364** in den Spülbeutel **360** fördert. Sobald dieser gefüllt ist, strömt die gesamte, von der Pumpe **340** geförderte Menge in die Tropfkammer. Der Substitutionsfluß in die Tropfkammer **244** ist somit ungleichmäßig. Die Abweichung ist jedoch geringfügig und ohne klinische Bedeutung.

Fig. 3a zeigt eine spezielle Ausführungsform der Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand **364**. Sie besteht aus einem Sterilfilter relativ kleiner Membranfläche **366** und einer üblichen Infusionsleitung **365** mit einem typischen Innendurchmesser von 3–5 mm. Der erhöhte Strömungswiderstand wird durch den Sterilfilter hervorgerufen. Dabei kann es sich um einen sogenannten Spritzenvorsatzfilter handeln, wie er im Laborhandel angeboten wird. Ferner ist in **Fig. 3a** auch die Verzweigung der Leitung **330** dargestellt, die aus dem Substituatzwischenstück **344** besteht. Dieses besteht aus einem T-Stück und einem angeschlossenen oder integrierten Rückschlagventil. Dieses Zwischenstück **344** wird nach Ende der Behandlung in bekannter Weise mit einem nicht dargestellten Konnektor in der Dialysaleitung **144** verbunden und das Dialysegerät desinfiziert. Vor der nächsten Behandlung wird dieses Zwischenstück gegen ein neues, steriles ausgetauscht. Diese Vorsichtsmaßnahme wird

getroffen, da durch die Desinfektion des Dialysegerätes zwar der gesamte Flüssigkeitskreislauf, nicht aber die Außenflächen der Konnektoren desinfiziert werden.

Fig. 3b zeigt eine andere Ausführungsform. Diese sieht einen Spülbeutel **360** vor, der ein Fassungsvermögen aufweist, das größer als das für den Spülvorgang benötigte ist. Der Spülbeutel **360**, der typischerweise ein Fassungsvermögen von 1–2 l aufweist befindet sich zwischen zwei Platten **370**, **372** deren Abstand durch eine nicht dargestellte Vorrichtung veränderbar ist, so daß das effektive Fassungsvermögen des Beutels **360** begrenzt wird. Vorteilhafterweise sind zwei Stellungen vorgesehen, wovon die erste die vollständige Füllung des Beutels erlaubt während die zweite die Einstellung, des für die Spülung vorgesehenen Volumens, von typisch 200 ml erlaubt. Ferner ist parallel zur Leitung bzw. zum Leitungsstück mit erhöhtem Strömungswiderstand **366** eine Bypassleitung **367** vorgesehen, die durch eine Klemme **368** verschließbar ist. Diese Ausführungsform weist, zusätzlich zu den zuvor beschriebenen, den Vorteil auf, daß das System zusätzlich zur initialen und abschließenden Spülung des extrakorporalen Kreislaufs, die mit einer größeren Spüllösungsmenge erfolgt, verwendet werden kann. Vor Beginn der Dialyse wird das System wie beschrieben entlüftet und dabei die Klemme **368** geöffnet. Die Platten **370**, **372** werden geöffnet. Zunächst wird in der Vorbereitungsphase des Dialysegerätes der Spülbeutel maximal, d. h. typisch mit 1–2 l gefüllt und die Klemme **368** geschlossen. Dann wird der extrakorporale Kreislauf mit der im Spülbeutel gesammelten Lösung gespült. Dies kann manuell erfolgen, wobei das Schlauchstück **362** entweder noch nicht in die Klemme **354** eingelegt ist oder aber die Klemme **354** manuell geöffnet wird. Alternativ kann dies auch durch eine nicht dargestellte Steuereinrichtung erfolgen. Auch die Betätigung der Klemme **368** kann alternativ durch eine Steuervorrichtung erfolgen.

Zu Beginn der Dialyse werden die Platten **370**, **372** in die vorgesehene Betriebsstellung, die ein Füllvolumen des Beutels **360** von typisch 200 ml zuläßt, gebracht. Auch dieser Vorgang kann entweder manuell oder gesteuert erfolgen. Die Spülung des Kreislaufs während der Dialyse erfolgt dann wie zu den vorherigen Figuren beschrieben. Am Ende der Dialyse werden die Platten **370**, **372** wieder in die geöffnete Stellung gebracht und auch die Klemme **368** geöffnet. Zum Abschluß wird analog wie zu Beginn beschrieben, das extrakorporale Schlauchsystem mit Hilfe der nunmehr größeren Menge von typisch 1–2 l im Beutel **360** freigespült.

In einer weiteren, nicht näher dargestellten Ausführungsform besteht die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand aus einer Leitung mit geringem Strömungswiderstand deren Querschnitt durch eine Klemme einengbar ist. Diese Klemme weist vorteilhafterweise zwei Stellungen auf, wovon die eine die erforderliche Einengung aufweist um den Strömungswiderstand soweit zu erhöhen, daß der Beutel **360** mit dem typischerweise anliegenden venösen Rücklaufdruck von 100–200 mmHg im Spülintervall von typisch 15–60 min gerade gefüllt wird während die andere Stellung keinen zusätzlichen Strömungswiderstand hervorruft. Diese Klemme kann entweder eine manuelle Klemme oder eine elektrisch gesteuerte sein.

Eine weitere Ausführungsform sieht die Kombination der Erfindung mit einer pre-dilution Hämofiltration oder Hämodiafiltration vor. Bei dieser Technik wird das Blut vor dem Hämofilter oder Hämodialysator verdünnt, d. h. die Substitutionslösung vor dem Hämofilter zugeführt. Erfolgt die Substitution stromab der Blutpumpe, so kann eine Einrichtung wie zuvor beschrieben verwendet werden, da an diesem Punkt ein positiver Druck herrscht. Erfolgt die Substitution jedoch stromauf der Pumpe, so muß durch Einschaltung

eines Strömungswiderstandes in die Substituatleitung ein erhöhter Druck stromauf erzeugt werden, der die Füllung des Spülbeutels ermöglicht. Vorteilhafterweise handelt es sich dabei um eine Klemme, die erst bei einem bestimmten Druck von typisch 100 mmHg öffnet.

In einer weiteren Ausführungsform ist in die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand zusätzlich ein Rückschlagventil eingebaut um die Entfernung von Luft aus dem System zu vereinfachen und am Ende der Blutbehandlung, wenn die Blutpumpe vorübergehend gestoppt wird, eine Rückströmung zur Tropfkammer zu vermeiden, falls eine Ausführung nach **Fig. 2** oder **3** gewählt wurde.

Bezugszeichenliste

- 10** Verbindung zwischen Dialysatquelle **11** und Bilanziersystem **100**
- 11** Dialysatquelle
- 12** Verbindung zwischen Bilanziersystem **100** und Abfluß **13**
- 13** Abfluß
- 20** Patient
- 100** Bilanziersystem, typischer Weise bestehend aus 2 Bilanzkammern und acht Ventilen
- 141** Dialysatzuflußleitung vom Bilanziersystem zum Dialysator
- 144** Dialysatabflußleitung, führt vom Dialysator zum Bilanziersystem
- 150** Kurzschlußstück. Verbindet Dialysatzu- und Ableitung
- 200** Dialysator
- 220** Blutpumpe
- 230** Arteriellcs Blutschlauchsystem
- 242** Venöses Blutschlauchsystem
- 244** Venöse Tropfkammer
- 246** Infusionsanschluß an der venösen Tropfkammer
- 248** Konnektor am Infusionsanschluß
- 306** Substituatfilter
- 330** Substituatleitung
- 336** Rückschlagventil
- 340** Substituatpumpe
- 342** Verbindungsleitung frisches Dialysat – Substituatfilter
- 344** Substituatzwischenstück
- 350** Zeittaktsteuergerät
- 352** Eingabe für Zeitintervall
- 354** Spülventil
- 356** Elektrische Verbindung zwischen Steuergerät und Spülventil
- 358** Substituatvorratsbeutel
- 360** Spülbeutel
- 362** Spülleitung
- 364** Fülleitung mit erhöhtem Strömungswiderstand
- 365** Leitung mit geringem Strömungswiderstand
- 366** Sterilfilter, Spritzenvorsatzfilter
- 367** Bypassleitung mit geringem Strömungswiderstand
- 368** Klemme
- 370** Platte
- 372** Platte

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur periodischen Spülung eines extrakorporalen Kreislaufs bestehend aus einem arteriellen Schlauchsystem, das vom Blutzugang des Patienten zur Blutbehandlungseinrichtung (Hämodialysator, Hämofilter, Plasmafilter, Absorber, Bestrahlungseinrichtung) führt, mit einer darin eingeschalteten Blutpumpe sowie einem venösen Schlauchsystem, das von der Blutbehandlungseinrichtung zum Blutzugang des Pa-

- tienten führt und in das eine Tropfkammer oder ein Abzweigstück eingefügt ist, mit einem Spüllösungsbeutel, der mit einer ersten Leitung geringen Strömungswiderstands mit dem arteriellen Schlauchsystem stromauf der Blutpumpe verbunden ist wobei die Leitung durch ein Ventil oder eine Klemme verschließbar ist und einer zweiten Leitung, die den Spüllösungsbeutel mit einer Substitutatquelle verbindet, **dadurch gekennzeichnet**, daß die zweite Leitung einen erhöhten Strömungswiderstand aufweist. 5 10
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand aus einer Kapillare besteht.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand aus einem Leitungsstück geringen Strömungswiderstands und einem in Serie geschaltetem Leitungsstück erhöhten Strömungswiderstands besteht. 15
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Teilstück mit erhöhtem Strömungswiderstand aus einem Sterilfilter besteht. 20
5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß ein mit einer Klemme verschließbares Leitungsstück vorgesehen ist, das das Schlauchstück mit erhöhtem Strömungswiderstand umgeht. 25
6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Leitung mit erhöhtem Strömungswiderstand aus einer Leitung mit geringem Strömungswiderstand besteht, deren Strömungswiderstand durch eine Klemme erhöhbar ist. 30
7. Vorrichtung nach einem der vorhergegangenen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Spülbeutel zwischen zwei Platten mit gegeneinander veränderlichen Abstand angeordnet ist.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung zur Veränderung des Plattenabstandes zwei Stellungen aufweist, von denen die eine die maximale Füllung des Beutels erlaubt und die andere die, für die periodisch vorgesehene Spülung vorgesehene Füllmenge. 35 40

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

45

50

55

60

65

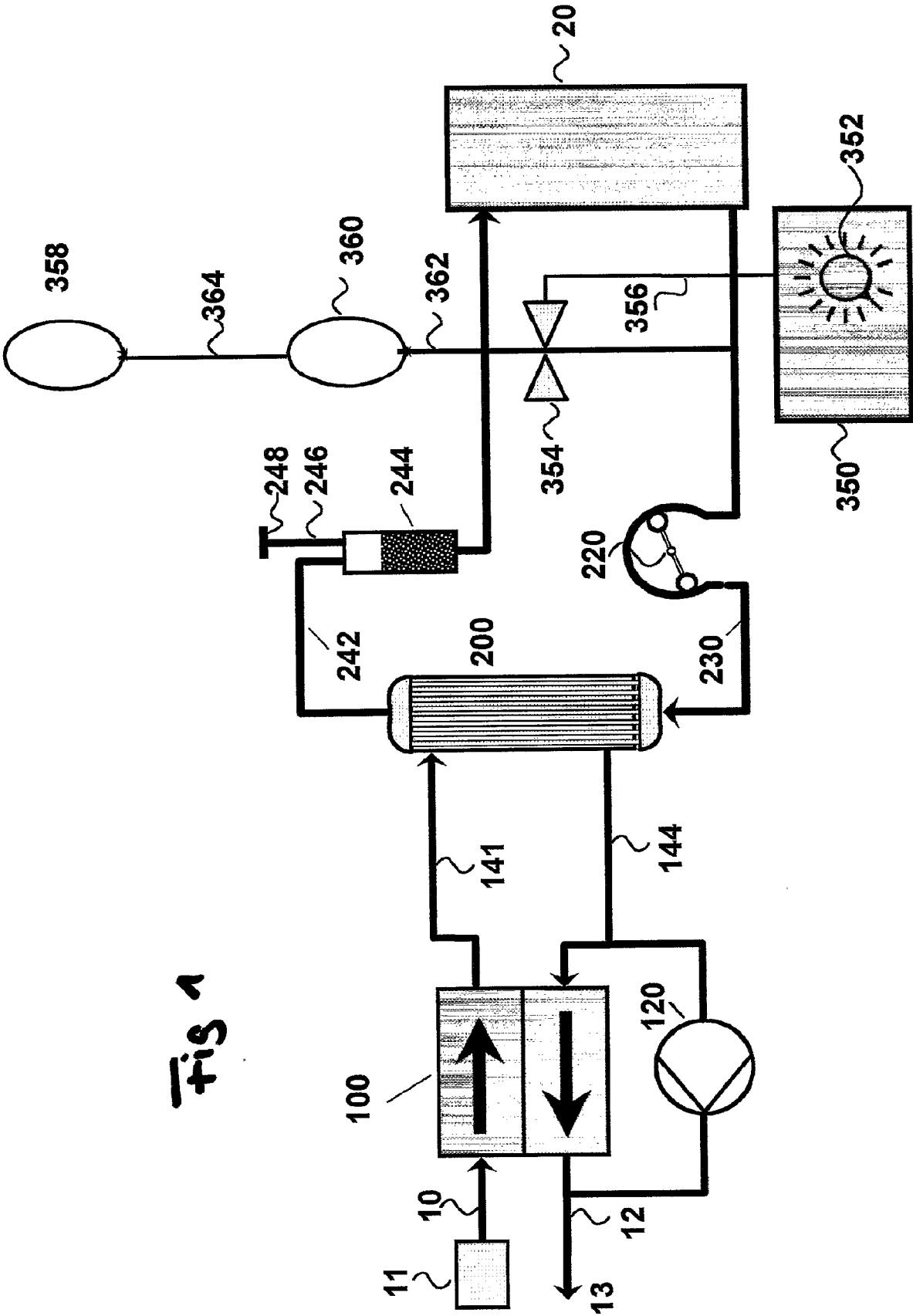


Fig 1

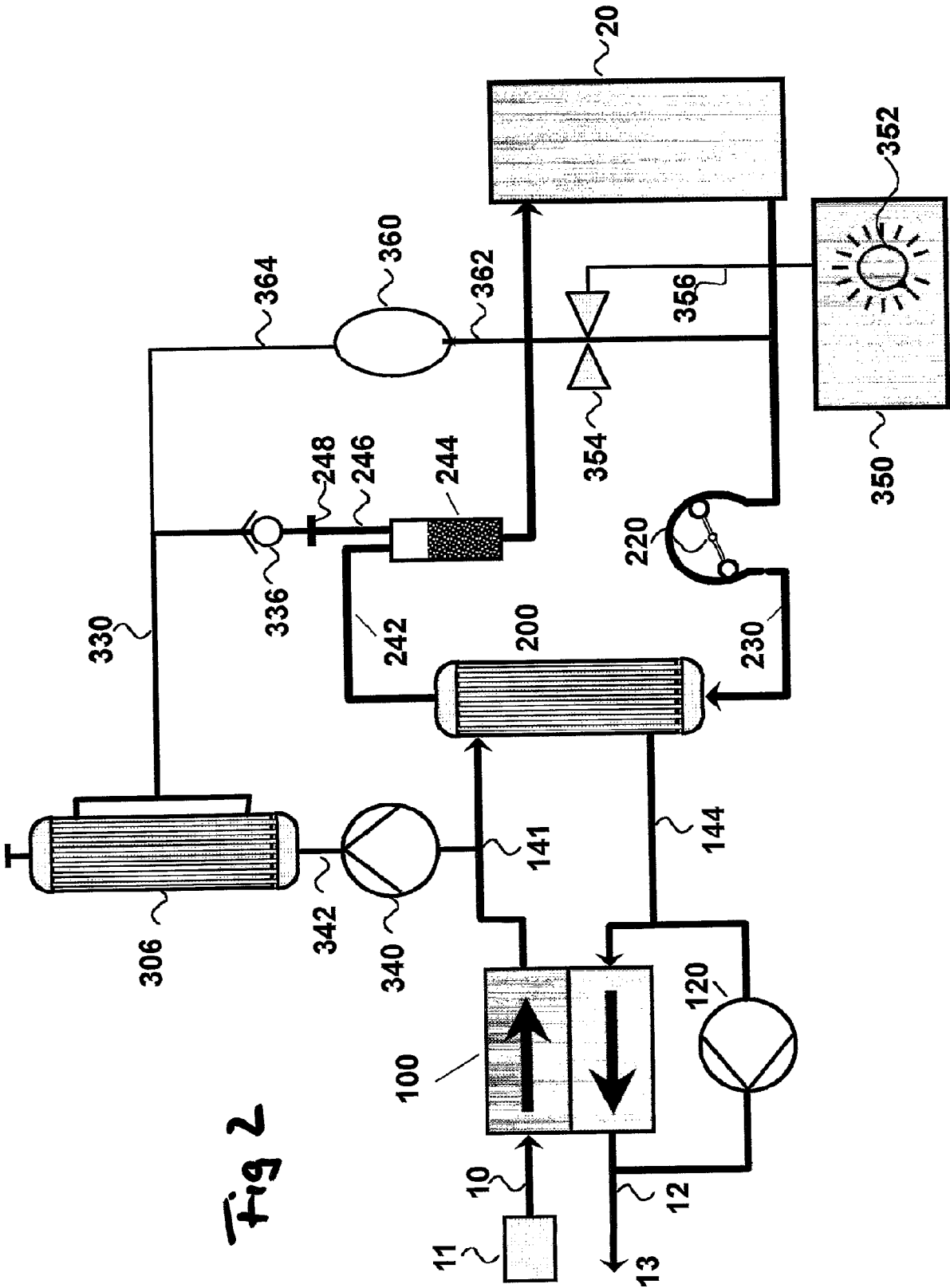
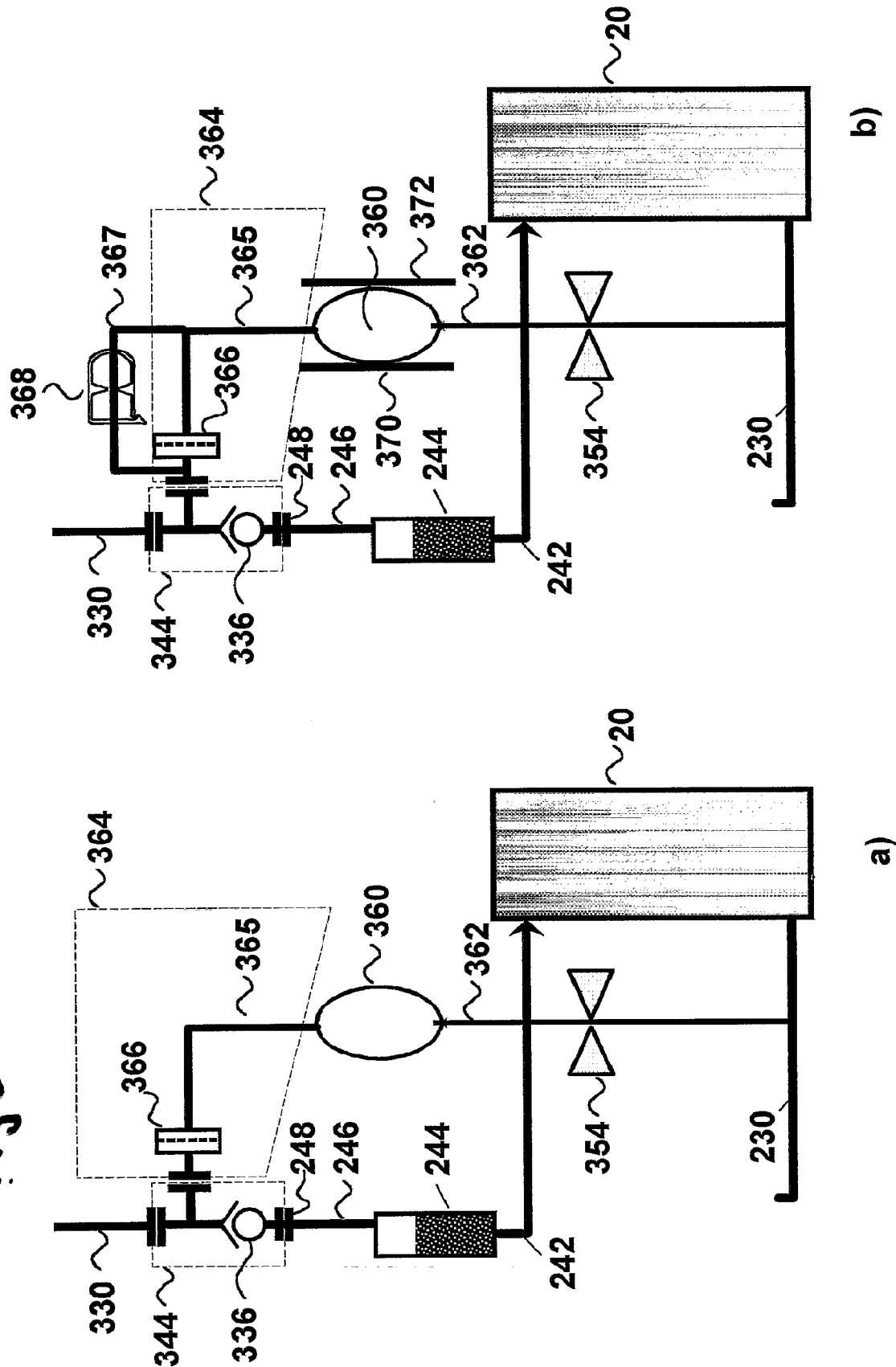


Fig 2

fig 3



Flushing equipment for extracorporeal blood-treatment circuit

Publication number: DE19704564

Publication date: 1998-08-13

Inventor: POLASCHEGG HANS-DIETRICH DR (DE)

Applicant: POLASCHEGG HANS DIETRICH DR (DE)

Classification:

- international: **A61M1/36**; A61M1/16; A61M1/34; **A61M1/36**;
A61M1/16; A61M1/34; (IPC1-7): A61M1/36; A61M1/14

- European: A61M1/36H

Application number: DE19971004564 19970207

Priority number(s): DE19971004564 19970207

Report a data error here

Abstract of **DE19704564**

The circuit has an arterial hose system leading from the patient to the blood-treatment unit and containing a blood-pump. A venous hose system leads back to the patient from the unit and contains a drop chamber or pipe junction. A flushing-solution bag is connected by a first pipe with low flow-resistance to the arterial hose system upstream of the pump, and the pipe can be shut off by a clamp or valve. A second pipe with high flow resistance connects the bag to a substitute source, and can be of the capillary type (364). Alternatively, it can comprise a section of low flow-resistance in series with one of high resistance, the latter typically consisting of a sterile filter. Flow resistance can be adjustable by a clamp, and the bag can be enclosed between two plates, the distance between which is adjustable.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide